

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2017-209454

(P2017-209454A)

(43) 公開日 平成29年11月30日(2017.11.30)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 8/08 (2006.01)	A 6 1 B 8/08	4 C 0 1 7
A 6 1 B 5/02 (2006.01)	A 6 1 B 5/02 A	4 C 6 0 1

審査請求 未請求 請求項の数 6 O L (全 19 頁)

(21) 出願番号	特願2016-106842 (P2016-106842)	(71) 出願人	304008175
(22) 出願日	平成28年5月27日 (2016. 5. 27)		株式会社ユネクス
			愛知県名古屋市中区栄二丁目6番1号
		(71) 出願人	000004260
			株式会社デンソー
			愛知県刈谷市昭和町1丁目1番地
		(74) 代理人	100085361
			弁理士 池田 治幸
		(72) 発明者	東 千雅子
			愛知県名古屋市中区栄二丁目6番1号 株
			式会社ユネクス内
		(72) 発明者	塚原 弘政
			愛知県名古屋市中区栄二丁目6番1号 株
			式会社ユネクス内

最終頁に続く

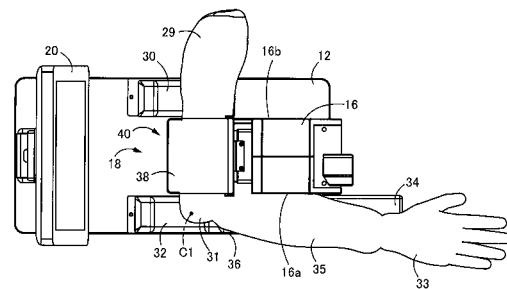
(54) 【発明の名称】 上腕動脈用血管内皮機能測定装置

(57) 【要約】

【課題】 圧迫装置の圧迫に由来する皮膚の引っ張りに関連する超音波プローブの上腕動脈に対する位置のずれがなく、しかも、測定毎に上腕動脈上の同じ部位において超音波プローブを位置決めすることができる上腕動脈用血管内皮機能測定装置を提供する。

【解決手段】 回転ブラケット36上の前腕35をその回転ブラケット36と共に超音波透過板材26を抱き込む方向に上腕29に対して一旦曲げた状態で、上腕29をそれに巻回された圧迫帯40により位置決めすることで、超音波断面画像の取得およびその画像からの血管内皮径の取得を可能とする最適位置に超音波プローブ14を上腕動脈29aに対して維持することができ、しかも測定毎に上腕動脈29a上の同じ部位において超音波プローブ14を位置決めできる。

【選択図】 図6



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

上腕動脈の内皮機能を測定する上腕動脈用血管内皮機能測定装置であって、

前記上腕に巻回されて前記上腕を締めつけるための環状の圧迫帯と、前記圧迫帯の一部において前記上腕に密着可能に設けられた超音波透過可能な超音波透過板材と、前記圧迫帯の張力を調節して前記超音波透過板材の前記上腕に対する圧迫圧力を変化させることが可能なアクチュエータとを有する上腕圧迫装置と、

基台上に固設され、前記超音波透過板材によってふさがれた開口を有する容器と、

前記容器内に収容され、前記超音波透過板材を通して前記上腕との間で超音波を授受する超音波プローブと、

前記圧迫帯に巻回された上腕と前腕との間の肘を受ける肘受け台と前記前腕に連なる手の掌を受ける手掌載置台とを両端部に有し、前記肘受け台を通り前記基台に対して垂直な回動軸線まわりに回動可能に前記基台に設けられた回動ブラケットとを、備える

ことを特徴とする上腕動脈用血管内皮機能測定装置。

【請求項 2】

前記容器は、液体が充填された密閉容器であり、前記超音波プローブは前記液体および超音波透過板材を通して前記上腕との間で超音波を授受する

ことを特徴とする請求項 1 の上腕動脈用血管内皮機能測定装置。

【請求項 3】

前記上腕動脈の状態に基づいて前記上腕圧迫装置による前記上腕に対する圧迫圧力を制御する制御装置を、含む

ことを特徴とする請求項 1 又は 2 の上腕動脈用血管内皮機能測定装置。

【請求項 4】

前記制御装置は、前記超音波プローブに受信された超音波信号に基づいて超音波断面画像を生成するとともに、前記超音波断面画像から前記上腕内の上腕動脈の内腔径を逐次算出し、前記上腕圧迫装置に前記上腕動脈へ一時的な圧迫を加えさせた後に拡張する前記上腕動脈の内腔径の最大値を判定し、前記上腕圧迫装置による圧迫前の内腔径に対する前記内腔径の最大値の変化率を算出して出力する

ことを特徴とする請求項 3 の上腕動脈用血管内皮機能測定装置。

【請求項 5】

前記制御装置は、前記上腕の血管拡張反応の測定に際して、前記超音波断面画像に基づいて生体の 1 脈波周期の一部において前記生体内の動脈が潰れた状態とされる脈拍が所定数持続するように、前記上腕圧迫装置による前記上腕に対する圧迫圧力を制御することで、前記上腕動脈に対するずり応力を付与する

ことを特徴とする請求項 3 又は 4 の上腕動脈用血管内皮機能測定装置。

【請求項 6】

前記制御装置は、前記超音波断面画像に基づく前記上腕内の血管の形状変化と前記圧迫装置による圧迫圧力の変化との割合から前記上腕内の血管の硬さを示す指標を算出し、出力する

ことを特徴とする請求項 3 から 5 のいずれか 1 項の上腕動脈用血管内皮機能測定装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、生体の上腕を固定し、その固定された上腕内の上腕動脈の超音波断面画像を生成し、その超音波画像中の上腕動脈の径の変化に基づいて内皮機能を測定する上腕動脈用血管内皮機能測定装置に関するものである。

【背景技術】

【0002】

生体の動脈血管の変形量に基づいて動脈硬化等の診断等を行うために、生体の上腕内の動脈血管について、外部からの圧迫を用いて刺激を与えた後にその動脈血管の変形量を超

10

20

30

40

50

音波断面画像で測定することが行われている。たとえば、特許文献1および特許文献2に記載の血管内皮機能測定装置および生体内管状体の内腔径測定装置がそれである。

【0003】

たとえば、特許文献1および特許文献2には、動脈の内皮機能検査装置が提案されている。これらの内皮機能検査装置は、被検者の上腕を圧迫帯を用いて圧迫することにより動脈を止血してたとえば5分間維持し、その後に止血を解除したとき、超音波画像を用いて把握される上腕動脈の断面形状の変化たとえば血管内腔径の止血前の内皮径に対する最大変化率を超音波断面画像から測定し、その血管内腔径の最大変化率に基づいて動脈血管の内皮機能を評価している。

【0004】

ところで、上記内皮機能検査装置に用いられる超音波プローブは、圧電セラミックス等から構成された複数の超音波振動子（超音波発振子）が一行に配列された超音波アレイを、備えたものであり、上記内皮機能検査装置では、生体の上腕と前腕との間の肘を肘支持部材上に載置し、且つ手を上向けとしてその手の背（甲）を手背支持部材上に載置した上で、超音波プローブの当接面に設けられた超音波アレイを上腕動脈上の皮膚に接触させた状態で、超音波プローブをスタンドに固定することで、超音波断面画像を取得していた。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0005】

【特許文献1】特開2007-061182号公報

【特許文献2】特開2007-195662号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

しかしながら、上記内皮機能検査装置に用いられる超音波プローブの上腕動脈に対するわずかな位置ずれによって動脈血管の超音波画像が得られなくなる性質があるところ、動脈を阻血するために前腕に装着された圧迫帯による圧迫および解放によって皮膚が引っ張られることで、その皮膚に接触させられている超音波プローブの上腕動脈に対する位置のずれの発生が避けられず、1画像の取得およびその画像からの血管内皮径の取得を可能とする最適位置に超音波プローブを維持すること困難となり、オペレータの習熟や煩雑な手直し作業が必要となっていた。また、症状の改善や薬効を評価するために同一の生体に対して繰り返し測定することで、血管内径や血管内径変化率の値の経時的変化を取得するためには、測定毎に上腕動脈上の同じ部位において超音波プローブを位置決めする必要があるが、測定毎に上腕動脈上の同じ部位に精度よく位置決めすることが困難であった。

【0007】

本発明は、以上の事情を背景として為されたものであり、その目的とするところは、圧迫装置の圧迫に由来する皮膚の引っ張りに関連する超音波プローブの上腕動脈に対する位置のずれがなく、しかも、測定毎に上腕動脈上の同じ部位において超音波プローブを位置決めすることができる上腕動脈用血管内皮機能測定装置を提供することにある。

【0008】

本発明者等は、以上の事情を背景として種々検討を重ねるうち、上腕に巻回されてその上腕を締めつけるための環状の圧迫帯の一部に超音波透過可能な超音波透過板材を位置固定に設け、その超音波透過板材に密着するように上腕を位置させてその超音波透過板材を通して超音波プローブから上腕内に超音波を送受信するとともに、生体の前腕が載置される回動ブラケットを、肘を受ける肘受け台を通る垂直線まわりに回動可能に設け、回動ブラケット上の前腕をその回動ブラケットと共に上記超音波透過板材を抱き込む方向に上腕に対して一旦曲げた後、前腕を上腕に対して直線状延ばした状態に位置決めすることで、超音波画像の取得およびその画像からの血管内皮径の取得を可能とする最適位置に超音波プローブを上腕動脈に対して維持することができ、しかも測定毎に上腕動脈上の同じ部位

10

20

30

40

50

において超音波プローブを位置決めできることを見いだした。本発明はこのような知見に基づいて為されたものである。

【課題を解決するための手段】

【0009】

すなわち、第1発明の要旨とするところは、(a)上腕動脈の内皮機能を測定する上腕動脈用血管内皮機能測定装置であって、(b)前記上腕に巻回されて前記上腕を締めつけるための環状の圧迫帯と、前記圧迫帯の一部において前記上腕に密着可能に設けられた超音波透過可能な超音波透過板材と、前記圧迫帯の張力を調節して前記超音波透過板材の前記上腕に対する圧迫圧力を変化させることが可能なアクチュエータとを有する上腕圧迫装置と、(c)基台上に固設され、前記超音波透過板材によってふさがれた開口を有する容器と、(d)前記容器内に収容され、前記超音波透過板材を通して前記上腕との間で超音波を授受する超音波プローブと、(e)前記圧迫帯に巻回された上腕と前腕との間の肘を受ける肘受け台と前記前腕に連なる手の掌を受ける手掌載置台とを両端部に有し、前記肘受け台を通り前記基台に対して垂直な回動軸線まわりに回動可能に前記基台に設けられた回動ブラケットとを、備えることにある。

10

【0010】

第2発明の要旨とするところは、前記容器は液体が充填された密閉容器であり、前記超音波プローブは前記液体および超音波透過板材を通して前記上腕との間で超音波を授受することにある。

【0011】

20

第3発明の要旨とするところは、前記上腕動脈の状態に基づいて前記上腕圧迫装置による前記上腕に対する圧迫圧力を制御する制御装置を、含むことにある。

【0012】

第4発明の要旨とするところは、前記制御装置は、前記超音波プローブに受信された超音波信号に基づいて超音波断面画像を生成するとともに、前記超音波断面画像から前記上腕内の上腕動脈の内腔径を逐次算出し、前記上腕圧迫装置に前記上腕動脈へ一時的な圧迫を加えさせた後に拡張する前記上腕動脈の内腔径の最大値を判定し、上腕圧迫装置による圧迫前の内腔径に対する上記内腔径の最大値の変化率を算出して出力することにある。

【0013】

第5発明の要旨とするところは、前記制御装置は、前記上腕の血管拡張反応の測定に際して、前記超音波断面画像に基づいて生体の1脈波周期の一部において前記生体内の動脈が潰れた状態とされる脈拍が所定数持続するように、前記上腕圧迫装置による前記上腕に対する圧迫圧力を制御することで、前記上腕動脈に対するずり応力を付与することにある。

30

【0014】

第6発明の要旨とするところは、前記制御装置は、前記超音波断面画像に基づく前記上腕内の血管の形状変化と前記圧迫装置による圧迫圧力の変化との割合から前記上腕内の血管の硬さ(スティフネス)を示す指標を算出し、出力することにある。

【発明の効果】

【0015】

40

第1発明は、(a)上腕内の断面画像を測定する上腕動脈用血管内皮機能測定装置であって、(b)前記上腕に巻回されて前記上腕を締めつけるための環状の圧迫帯と、前記圧迫帯の一部において前記上腕に密着可能に設けられた超音波透過可能な超音波透過板材と、前記圧迫帯の張力を調節して前記超音波透過板材の前記上腕に対する圧迫圧力を変化させることが可能なアクチュエータとを有する上腕圧迫装置と、(c)基台上に固設され、前記超音波透過板材によってふさがれた開口を有する容器と、(d)前記容器内に収容され、前記超音波透過板材を通して前記上腕との間で超音波を授受する超音波プローブと、(e)前記圧迫帯に巻回された上腕と前腕との間の肘を受ける肘受け台と前記前腕に連なる手の掌を受ける手掌載置台とを両端部に有し、前記肘受け台を通り前記基台に対して垂直な回動軸線まわりに回動可能に前記基台に設けられた回動ブラケットとを、備える。こ

50

のことから、第1発明によれば、回動ブラケット上の前腕をその回動ブラケットと共に上記超音波透過板材を抱き込む方向に上腕に対して一旦曲げた状態で前記圧迫帯により上腕を位置決めすることで、超音波画像の取得およびその画像からの血管内皮径の取得を可能とする最適位置に超音波プローブを上腕動脈に対して維持することができ、しかも測定毎に上腕動脈上の同じ部位において超音波プローブを位置決めできる。また、上記のように位置決めされた上腕では、超音波プローブと上腕動脈との間に、超音波に対して良質な伝播媒体である上腕二頭筋が介在させられることから、ノイズの少ない正確な超音波断面画像が得られるので、上腕動脈の断面画像およびそれから測定される内腔径の精度が高められる。さらに、前記上腕圧迫装置の超音波透過板材による上腕内の圧迫部位と超音波プローブにより超音波透過板材を通して得られる上腕内の断面画像の位置とが一致するので、上腕圧迫装置による圧迫圧力に対する上腕内の断面画像の形状が、正確に得られる。

10

【0016】

第2発明によれば、前記容器は液体が充填された密閉容器であり、前記超音波プローブは前記液体および超音波透過板材を通して前記上腕との間で超音波を授受することから、超音波の減衰が可及的に抑制されるので、一層明確な超音波断面画像が得られる。

【0017】

第3発明によれば、前記超音波断面画像中の前記上腕動脈の状態に基づいて前記上腕圧迫装置による前記上腕に対する圧迫圧力を制御する制御装置を、含むことから、上腕動脈の断面形状に応じた圧迫圧力が得られる利点がある。たとえば、前記制御装置は、前記血管の断面形状に基づいて前記血管を潰れた状態たとえば圧平（平坦）形状に潰された状態を判定し、1拍の脈拍周期の一部または全部が潰れた状態内となるように、前記上腕圧迫装置による前記上腕に対する圧迫圧力を変化させることができる。

20

【0018】

第4発明によれば、前記制御装置は、前記超音波プローブに受信された超音波信号に基づいて超音波断面画像を生成するとともに、前記超音波断面画像から前記上腕内の上腕動脈の内腔径を逐次算出し、前記上腕圧迫装置に前記上腕動脈へ一時的な圧迫を加えさせた後に拡張する前記上腕動脈の内腔径の最大値を判定し、上腕圧迫装置による圧迫前の内腔径に対する上記内腔径の最大値の変化率が算出されて出力される。これにより、FMD（血流依存性血管拡張反応）測定が、正確な超音波断面画像に基づいて行われるので、精度の高い測定が得られる。

30

【0019】

第5発明によれば、前記制御装置は、前記上腕の血管拡張反応の測定に際して、前記超音波断面画像に基づいて前記生体の1脈波周期の一部において前記上腕内の動脈が潰れた状態とされる脈拍が所定数持続するように、前記上腕圧迫装置による前記上腕に対する圧迫圧力を制御することで、前記上腕動脈に対するずり応力が付与されることから、前記上腕の動脈の内皮に対するずり応力の付与が効率よく行われる。たとえば、動脈に対して5分間の阻血した後解放することによってずり応力が付与される従来のFMD（血流依存性血管拡張反応）測定に比較して、短時間でずり応力の付与が行われる。これにより、FMD測定を短時間で行うことが可能となる。

【0020】

第6発明によれば、前記制御装置は、前記超音波断面画像に基づく前記上腕内の血管の形状変化と前記圧迫装置による圧迫圧力の変化との割合から前記上腕内の血管の硬さ（スティフネス）を示す指標が算出され、出力される。これにより、動脈血管の硬さに基づいた診断が可能となる。たとえば、前記上腕内の動脈にずり応力が与えられた後のその動脈の拡張割合と併せることにより、動脈硬化に対する一層正確な診断が可能となる。

40

【図面の簡単な説明】

【0021】

【図1】本発明の一実施例である上腕動脈用血管内皮機能測定装置を説明する斜視図である。

【図2】図1の上腕動脈用血管内皮機能測定装置の測定対象である血管に対する超音波プ

50

ローブの姿勢を概略的に説明する斜視図である。

【図 3】図 1 の上腕動脈用血管内皮機能測定装置の測定対象である血管の多層膜構成を概略的に示す拡大図である。

【図 4】図 1 の上腕動脈用血管内皮機能測定装置に備え得られた上腕圧迫装置の構成をそれを収容する容器の一部を切り欠いて示すとともに、電子制御装置の機能の要部を機能ブロック線図で説明する図である。

【図 5】図 1 の上腕動脈用血管内皮機能測定装置による血管拡張反応の測定に際して、回動ブラケットが基台の長手方向に対して直角な方向に位置させられた状態で、伸ばした右腕の上腕、肘、および手の掌が上腕載置台、肘受け台、および手掌載置台の上にそれぞれ載置された状態を説明する側面図である。

10

【図 6】図 5 の状態に続いて、前腕が回動ブラケットと共に回動させられた状態を説明する平面図である。

【図 7】上腕が圧迫帯により拘束された図 6 の状態に続いて、右腕が伸ばされた状態を説明する平面図である。

【図 8】上腕が圧迫帯により拘束された図 6 の状態に続いて、右腕が伸ばされた状態を説明する斜視図である。

【図 9】図 4 の電子制御装置の血管状態評価部の制御機能を詳しく説明する機能ブロック線図である。

【図 10】図 1 の動脈血管評価装置において行われる、動脈血管の FMD 評価作動における血管内腔径の変化を例示したタイムチャートである。

20

【図 11】図 4 の血管状態評価部の FMD 測定作動を示す FMD 測定ルーチン作動を説明するフローチャートである。

【図 12】図 4 の血管状態評価部の動脈硬さ測定作動を示す動脈硬さ測定ルーチン作動を説明するフローチャートである。

【発明を実施するための形態】

【0022】

以下、本発明の一実施例を図面に基づいて詳細に説明する。

【実施例】

【0023】

図 1 は、上腕動脈用血管内皮機能測定装置 10 を示している。上腕動脈用血管内皮機能測定装置 10 は、水平な上面を有する長手状の基台 12 と、基台 12 の一端部に固定され、超音波プローブ 14 を収容する密閉容器 16 と、密閉容器 16 に設けられた上腕圧迫装置 18 と、基台 12 の他端部に固定された表示装置 20 と、基台 12 の下に配置された電子制御装置 22 とを備えている。

30

【0024】

超音波プローブ 14 は、生体の右上腕 29 内の上腕動脈 29a に関連する生体情報すなわち血管パラメータを検出するためのセンサとして機能するものであって、図 2 に示すように、互いに平行な 1 対の第 1 短軸用超音波アレイ探触子 A 及び第 2 短軸用超音波アレイ探触子 B と、それらの長手方向と直交する方向に長手状を成し、それらの長手方向中央部を連結する長軸用超音波アレイ探触子 C とを、1 平面上すなわち平坦な探触面 46 に有する H 型の超音波プローブである。図 4 に示されるように、超音波プローブ 14 は、ベース部材 46 に固定された多軸位置決め装置 48 に固定されている。第 1 短軸用超音波アレイ探触子 A、第 2 短軸用超音波アレイ探触子 B、及び長軸用音波アレイ探触子 C は、例えば後述する図 2 に示すように、圧電セラミックスから構成された多数個の超音波振動子（超音波発振子）a1～an が直線的に配列されることにより長手状にそれぞれ構成されている。

40

【0025】

図 2 は、超音波プローブ 14 に互いに平行に設けられた第 1 短軸用超音波アレイ探触子 A および第 2 短軸用超音波アレイ探触子 B と、それら第 1 短軸用超音波アレイ探触子 A および第 2 短軸用超音波アレイ探触子 B の長手方向の中央部間にそれらと直交して位置する

50

ように設けられた長軸用超音波アレイ探触子Cとを示す斜視図である。多軸位置決め装置48は、第1短軸用超音波アレイ探触子Aの長手方向と平行でその第1短軸用超音波アレイ探触子Aの超音波ビーム放射方向に位置し、上腕動脈29a又はその付近を通る方向をy軸とし、長軸用超音波アレイ探触子Cの長手方向と平行でy軸と直交する方向をx軸とし、第1短軸用超音波アレイ探触子Aの長手方向と長軸用超音波アレイ探触子Cの長手方向との交点を通り且つx軸方向およびy軸と直交する方向をz軸とするとき、超音波プローブ14は、多軸位置決め装置48によって、y軸方向に並進可能、且つ、y軸およびz軸まわりに回転可能とされている。

【0026】

図3は、上腕動脈用血管内皮機能測定装置10の測定対象である上腕動脈29aの多層膜構成を概略的に示す拡大図である。この図3に示す上腕動脈29aは、内膜（内皮）L1、中膜L2、及び外膜L3の3層構造を備えている。超音波の反射は、一般に音響インピーダンスの異なる部分で発生することから、超音波を用いた上腕動脈29aの状態測定において、実際は血管内腔の血液と内膜L1の境界面、及び中膜L2と外膜L3との境界面が白く表示され、組織が白黒の班で表示される。

【0027】

図4に詳しく示されるように、容器16は、側方に開口する開口24と互いに平行で平坦且つ基台12に対して垂直な一対の側壁16aおよび16bとを有し、音響インピーダンスが生体と類似して超音波透過効率の高い材質たとえば酢酸ビニル系等の樹脂等の有機材料から構成されて超音波透過可能な超音波透過板材26により開口24が液密に閉じられている。これにより、音響インピーダンスが生体と類似して伝搬損失の少ない超音波媒質たとえばオイル28が容器16の内部に充填されている。また、超音波透過板材26は基台12に対して垂直となるように容器16に固定されており、超音波透過板材26と一対の側壁16aおよび16bとは相互に直角を成している。

【0028】

図5から図8にも詳しく示されるように、上腕圧迫装置18は、基台12の長手方向の中央部であって幅方向の一端に固定され、右上腕29が載置された状態でその上腕29を支持する上腕載置台30、および基台12の長手方向の中央部であって幅方向の他端に固定され、右腕の肘31が載置された状態でその肘31を支持する肘受け台32と、基台12の肘受け台32の直下の位置において基台12の上面に対して垂直且つ肘受け台32を通過する回転軸線C1まわりに回転可能に設けられた基端部と右手33の掌が載置されてそれを支持する手掌載置台34が設けられた先端部とを有し、基台12上から水平方向に突設されて前腕35と共に回転する回転ブラケット36と、可撓性ベルト38から構成され、容器16の開口24の上側開口縁および下側開口縁にそれぞれ取り付けられた可撓性ベルト38と、開口24の上側開口縁および下側開口縁の間に位置する超音波透過板材26とから成る環状の圧迫帯40と、圧迫帯40の内側に装着され、膨張することにより圧迫帯40の張力を高める膨張袋42とを、備えている。超音波透過板材26は、実質的に圧迫帯40の一部を構成している。上腕圧迫装置18では、生体の右上腕29が圧迫帯40により巻回された状態で膨張袋42が圧縮空気の供給によって膨張させられると、圧迫帯40の張力が高められると同時に、生体の右上腕29が超音波透過板材26に押しつけられ、生体の右上腕29が超音波透過板材26によって圧迫されるようになっている。

【0029】

上腕動脈用血管内皮機能測定装置10における上腕動脈29aの内皮機能の測定に先立って、上腕29が圧迫帯40により密閉容器16に固定される。この上腕29の固定に際しては、密閉容器16の開口24を閉じるように装着された超音波透過板材26とそれに直角な密閉容器16の一対の側壁16aおよび16bのうちの前腕35側の側壁16aとを利用した以下の再現性の高い位置決め手順によって密閉容器16に設けられた圧迫帯40により固定される。まず、回転ブラケット36が基台12の長手方向に対して直角な方向に位置させられた状態で、伸ばした右腕の上腕29、肘31、および手33の掌が上腕載置台30、肘受け台32、および手掌載置台34の上にそれぞれ載置される。図5はこ

10

20

30

40

50

の状態を示している。このときの上腕 29 には、圧迫帯 40 が巻回されていないか、或いは圧迫帯 40 が緩く巻回されていて、上腕 29 が長手方向に移動可能とされている。

【0030】

次に、図 6 に示されるように、前腕 35 が密閉容器 16 の前腕 35 側の側壁 16 a に当接するまで、前腕 35 を肘 31 まわりに回動させるとともに、その前腕 35 を支持する回動ブラケット 36 も回動軸線 C 1 まわりに回動させられる。好適には、前腕 35 が密閉容器 16 の前腕 35 側の側壁 16 a に当接するまで回動させられる。これにより、肘 31 の位置が密閉容器 16 に対して定まる結果、超音波透過板材 26 に沿って位置する上腕 29 の長手方向の位置が密閉容器 16 或いはその中の超音波プローブ 14 に対して再現性よく定められる。この状態で、上腕 29 に巻回された圧迫帯 40 がある程度締めつけられることで、上腕 29 が拘束される。図 6 はこの状態を示している。そして、上腕動脈用血管内皮機能測定装置 10 による上腕動脈 29 a の内皮機能の測定に際しては、図 7 および図 8 に示すように、前腕 35 が上腕 29 に対して直線状となるまで回動ブラケット 36 とともに回動させられ、腕が伸ばされる。

【0031】

ところで、生体の腕において、手 33 および上腕 29 を固定しても肘 31 は腕の長手方向軸まわりにある程度の角度で可能であるため、手掌載置台 34 上に手 33 を載置し、肘受け台 32 の上に肘 31 を載置し、上腕載置台 30 の上に上腕 29 を載置した姿勢では、肘 31 の腕の長手方向軸まわりの姿勢がばらつく。このため、超音波プローブ 14 と上腕動脈 29 a との間には、音響インピーダンスが不均一な脂肪を含む皮下組織が介在するので、超音波断面画像がノイズの多い不鮮明な画像となる場合があった。これに対して、上記のような位置決め手順によって上腕 29 が圧迫帯 40 に締めつけられることにより上腕 29 が固定される場合には、前腕 35 が上腕 29 に対して曲げられることで肘 31 の内側が密閉容器 16 に向いた姿勢で上腕 29 が固定されるので、上腕二頭筋が上腕動脈 29 a と超音波透過板材 26 との間に位置させられる。このため、上記のような位置決め手順によって前腕 35 が上腕 29 に対して曲げられると、肘 31 の内側が密閉容器 16 に向いた姿勢で上腕 29 が固定されるので、超音波プローブ 14 は音響インピーダンスが均一な上腕二頭筋を通して上腕動脈 29 a に対して超音波を授受できるので、上腕動脈 29 a の鮮明な超音波断面画像が得られる。

【0032】

図 4 の電子制御装置 22 は、RAM の一時記憶機能を利用しつつ予め ROM に記憶されたプログラムに従って入力信号を処理する CPU を有する所謂マイクロコンピュータである。電子制御装置 22 は、超音波駆動制御回路 50 および位置決めモータ駆動回路 52 を、備えている。血管評価装置 10 による血管状態の測定においては、電子制御装置 22 によって超音波駆動制御回路 50 から駆動信号が供給されると、超音波プローブ 14 の第 1 短軸用超音波アレイ探触子 A、第 2 短軸用超音波アレイ探触子 B、及び長軸用超音波アレイ探触子 C からよく知られたビームフォーミング駆動によりビーム状の超音波が順次放射される。そして、第 1 短軸用超音波アレイ探触子 A、第 2 短軸用超音波アレイ探触子 B、及び長軸用超音波アレイ探触子 C により超音波の反射信号が検知され、電子制御装置 22 へ入力させる。電子制御装置 22 へ入力された反射波信号は、検波処理部 82 により検波され、超音波信号処理部 84 により画像合成可能な情報として処理される。これにより、皮膚下の超音波二次元断面画像が発生させられ、モニタ画面表示装置或いは画像表示装置として機能する表示装置 20 に表示される。

【0033】

多軸位置決め装置 48 は、y 軸回動モータにより超音波プローブ 14 の図 2 の y 軸まわりの回動位置を位置決めする y 軸回動機構と、y 軸並進モータにより超音波プローブ 14 の図 2 の y 軸方向に位置決めする y 軸並進機構と、z 軸回動モータにより超音波プローブ 14 の図 2 の z 軸まわりの回動位置を位置決めする z 軸回動機構とを備えている。位置決めモータ駆動回路 52 は、y 軸回動モータ、y 軸並進モータ、および z 軸回動モータを、電子制御装置 22 からの指令にしたがって制御する。

【0034】

図4に示すように、電子制御装置22は、位置決めモータ駆動制御部78、超音波駆動制御部80、検波処理部82、超音波信号処理部84、圧迫圧制御部88、血管状態評価部90、及び表示制御部92を備えている。これらの制御機能は、電子制御装置22に機能的に備えられたものであるが、それらの制御機能のうち一部乃至全部が電子制御装置22とは別体の制御部として構成され、相互に情報の通信を行うことにより以下に詳述する制御を行うものであってもよい。

【0035】

電子制御装置22は、超音波プローブ14から上腕動脈29aに対して出力される超音波の反射信号に基づいて、上腕動脈29aの超音波断面画像から血管断面画像を抽出し、その血管断面画像からその長手方向に直交する断面を示す超音波短軸画像を生成し、その超音波短軸画像から内径、内膜厚、プラーク等を測定し、さらにはFMD（Flow-Mediated Dilatation：血流依存性血管拡張反応）の評価を行う。このFMDの評価に際して、表示装置20は、上腕動脈29aにおける内膜の径のずり応力付与前の径に対する変化率すなわち内腔径の拡張率Rを時系列的に表示する。FMDの評価及び上腕動脈29aの超音波画像の生成等に際しては、超音波プローブ14は、測定対象である上腕動脈29a上の皮膚に対して繰り返し走査される。

【0036】

電子制御装置22による上腕動脈29aの血管状態の測定においては、超音波プローブ14は、前記生体における上腕29の皮膚下に位置する上腕動脈29aに対して超音波透過板材26を通して超音波信号を放射し、その反射波を受信する。この状態で、位置決めモータ駆動制御部78は、第1短軸用超音波アレイ探触子Aにより受信された超音波反射信号から超音波信号処理部84により生成された上腕動脈29aの第1短軸断面画像の位置、第2短軸用超音波アレイ探触子Bにより受信された超音波反射信号から超音波信号処理部84により生成された上腕動脈29aの第2短軸断面画像の位置、長軸用超音波アレイ探触子Cにより受信された超音波反射信号から超音波信号処理部84により生成された上腕動脈29aの長軸断面画像の位置に基づいて、上腕動脈29aが第1短軸用超音波アレイ探触子Aおよび第2短軸用超音波アレイ探触子Bの長手方向の中央部下に位置し、且つ長軸用超音波アレイ探触子Cと上腕動脈29aとが平行となるように、超音波プローブ14を自動的に位置決めする。

【0037】

超音波信号処理部84は、上腕動脈29aと他の組織との伝播速度差によりそれらの境界から反射される超音波反射信号間の時間差処理等を行って、第1短軸用超音波アレイ探触子A直下の超音波二次元画像である第1短軸断面画像、第2短軸用超音波アレイ探触子B直下の超音波二次元画像である第2短軸断面画像、及び長軸用超音波アレイ探触子C直下の超音波二次元画像である長軸断面画像から成る画像データを所定の周期で繰り返し生成するとともに、その画像データを順次記憶する。

【0038】

膨張することにより圧迫帯40の張力を高める膨張袋42は、図1に示すように、電子制御装置22に備えられた圧迫圧制御部88により空気ポンプ58及び圧力制御弁60等が制御されることにより実行される。例えば、電子制御装置22からの指令に従って、空気ポンプ58からの元圧が圧力制御弁60で制御され、上腕29に巻回された圧迫帯40の膨張袋42に供給される。具体的には、膨張袋42内の圧迫圧力（圧迫圧）が昇圧させられることで、上腕29内の上腕動脈29aが圧迫される。本実施例では、圧迫帯40の一部が超音波透過板材26により構成されており、超音波プローブ14によりその超音波透過板材26を通して上記上腕29内の上腕動脈29aの圧迫部位に対して超音波信号の授受が行われるので、上腕動脈29aの被圧迫部位の断面画像が得られるようになっている。

【0039】

血管状態評価部90は、図9に示すように、血管形状算出部100、血管拡張率測定制

10

20

30

40

50

御部 102、血管硬さ測定制御部 104 を、備えている。血管形状算出部 100 は、上記のようにして生成される上腕動脈 29a の断面画像から、その上腕動脈 29a の外径、壁圧、或いは内皮 L1 の直径である内皮径（内腔径）d1 等を算出する。

【0040】

血管形状算出部 100 は、圧迫圧制御部 88 により静脈圧よりも高く且つ最低血圧値 Pd よりも低い圧で上腕 29 を圧迫させたとき、超音波断面画像中に存在する複数の管状臓器を示す画像のうちで潰れない管状臓器を、上腕動脈 29a として判定し、超音波断面画像中で特定する処理を行う。これにより特定された上腕動脈 29a について、後述のように、上腕動脈 29a の径、上腕動脈 29a の内皮 L1 の直径である内皮径（内腔径）d1、虚血反応性充血後の FMD（血流依存性血管拡張反応）を表す上腕動脈 29a の血管内腔径の拡張率（変化率）R（%）、生体の最高血圧値 Ps および最低血圧値 Pd、上腕動脈 29a の硬さを表すスティフネスパラメータ β 等の測定が行われる。このような動脈特定画像処理は、穿刺に際しても有用である。

【0041】

血管拡張率測定制御部 102 は、上腕 29 に巻回された圧迫帯 40 により上腕動脈 29a の内皮 L1 に対して血流を利用したずり応力を付与した後に、血流依存性血管拡張反応により一時的に拡大する内皮径（内腔径）d1 等を逐次算出し、ずり応力付与後の FMD（血流依存性血管拡張反応）を表す血管内腔径の拡張率（変化率）R（%） $[=100 \times (d_{MAX} - d_a) / d_a]$ を算出する。この式における「 d_a 」は、安静時の血管内腔径（ベース径、安静径）を示している。血管状態評価部 90 は、ずり応力付与後の FMD（血流依存性血管拡張反応）を表す血管内腔径の拡張率（変化率）R の測定部としても機能している。

【0042】

血管拡張率測定制御部 102 による上腕動脈 29a の拡張率（変化率）R（%）の測定では、生体における測定部位例えば上腕 29 が上腕圧迫装置 18 の圧迫帯 40 によりにより圧迫されて上腕動脈 29a の内皮 L1 に対して血流を利用したずり応力を付与されることで、血管壁の内皮 L1 へのずり応力増加に伴う内皮からの一酸化窒素（NO）の産生が起これ、その一酸化窒素に依存する平滑筋の弛緩状況が内皮径（内腔径）d1 を調べることで上腕動脈 29a の内皮機能の判定が行われる。

【0043】

図 10 は、血管拡張率測定制御部 102 による上腕動脈 29a の FMD 評価における、阻血（駆血）開放後の血管内腔径 d1 の変化を例示したタイムチャートである。この図 10 においては、時点 t0 までが安静期間、時点 t0 から時点 t1 までがずり応力付与期間、時点 t1 以降がずり応力付与後の血流依存性血管拡張反応の測定期間を表しており、時点 t2 から血管内腔径 d1 が拡張し始め、時点 t3 で血管内腔径 d1 がその最大値 d_{MAX} に達していることが示されている。従って、電子制御装置 22 が算出する血管内腔径 d1 の拡張率 R は、時点 t3 で最大になる。

【0044】

ここで、上記のような上腕動脈 29a の FMD 評価に際して血管拡張反応を発生させるために、従来では、上腕動脈 29a の超音波断面画像を計測する部位よりも上流側位置または下流側位置をカフ等を用いて最高血圧値よりもたとえば 50 mmHg 程度高い圧力で所定時間たとえば 5 分間圧迫（阻血）した後にたとえば 0.6 秒程度で大気圧まで急解放することでそれまで零であった血流が開始されることにより上腕動脈 29a にずり応力の付与が行われていた。このような従来の方法では、被測定者に最高血圧値よりもかなり高い圧力での 5 分間の圧迫による苦痛を強いることとなっていた。しかし、本実施例の血管拡張率測定制御部 102 は、上腕動脈 29a の超音波断面画像において、1 脈波周期の一部たとえば最低血圧 Pd のタイミング付近で上腕動脈 29a の潰れた状態たとえば上腕動脈 29a の断面が閉じられた閉塞状態（たとえば平坦に圧迫されて閉じられた圧平状態）或いは上腕動脈 29a の断面が閉じられないまでも断面が局所的に狭窄された状態が超音波断面画像から観察或いは判定されるように膨張袋 42 による上腕動脈 29a への所定の

圧迫圧力を所定時間 T 1 の間或いは所定脈拍数の間維持するように調圧することで、脈拍毎の上腕動脈 2 9 a の開閉でずり応力の付与を繰り返すので、ずり応力の付与を従来よりも低い圧力で且つ短期間で行うようになっている。

【0045】

上記の所定の圧迫圧力は、脈拍毎の上腕動脈 2 9 a の開閉に伴う血液の乱流の繰り返しの発生によって効率的にずり応力を内皮 L 1 に付与するずり応力付与圧と称されるべきものであり、1 脈波周期の一部たとえば最低血圧 P d のタイミング付近で上腕動脈 2 9 a の潰れた状態となるように、最高血圧値よりも低く且つ最低血圧値よりも高い圧力範囲 P 1 内に設定される。また、上記所定時間 T 1 或いは上記所定脈拍数は、上腕動脈 2 9 a の F M D 評価に際して血管拡張反応を発生させるために必要且つ十分な値に、たとえば実験的 10 値に基づいて設定される。上記所定時間 T 1 或いは上記所定脈拍数は、たとえば数拍乃至数十拍、好適には 1 0 拍乃至十数拍、或いは数秒乃至数十秒、好適には 1 0 秒乃至十数秒に設定される。要するに、上腕動脈 2 9 a の F M D 評価に際して血管拡張反応を発生させるためには、生体圧迫装置 1 8 による圧迫は、所定の所定時間 T 1 で、1 脈波周期内の一部で上腕動脈 2 9 a が潰された区間を有する拍動となるように所定の圧力範囲 P 1 内に制御されればよい。

【0046】

圧迫圧制御部 8 8 は、膨張袋 4 2 内の圧迫圧を検出する圧力センサ 6 4 からの信号に応じてその圧迫圧を検出する。そして、図 1 0 においては、例えば、圧迫圧制御部 8 8 は、ずり応力付与期間完了前の所定時間 T 1 すなわち時点 t 1 前の所定時間 T 1 にわたって圧迫圧を前記所定範囲の圧力値 P 1 であるずり応力付与圧で圧迫し、時点 t 1 において圧迫圧を直ちに大気圧にまで減圧する。圧迫圧制御部 8 8 は、ずり応力付与制御部としても機能している。 20

【0047】

図 9 に戻って、血管硬さ測定制御部 1 0 4 は、まず、超音波信号処理部 8 4 により生成された超音波断面画像内に示される生体の上腕動脈 2 9 a の形状と、圧迫圧制御部 8 8 による圧迫後とから生体の最高血圧値 P s および最低血圧値 P d を決定する。すなわち、血管硬さ測定制御部 1 0 4 は、生体の最高血圧値 P s より高く設定された昇圧値まで圧迫圧を上昇させた後、所定の減圧速度たとえば 3 ~ 6 mm H g / s e c で圧迫圧を減少させる過程で、超音波断面画像内に示される生体の上腕動脈 2 9 a の断面が 1 脈波周期内で開かれた脈波の発生時点の圧迫圧を最高血圧値 P s として決定するとともに、上腕動脈 2 9 a の断面が 1 脈波周期内で閉じられなくなった時点の圧迫圧を最低血圧値 P d として決定し、最高血圧値 P s の決定時点の上腕動脈 2 9 a の血管径 D s および最低血圧値 P d 決定時点の上腕動脈 2 9 a の血管径 D d を、最高血圧値 P s および最低血圧値 P d と共に記憶する。 30

【0048】

次いで、血管硬さ測定制御部 1 0 4 は、上腕動脈 2 9 a の硬さを表すスティフネスパラメータ β を求める予め記憶された次式（スティフネスパラメータ算出式）から、最高血圧値 P s の決定時点の上腕動脈 2 9 a の血管径 D s 、最低血圧値 P d 決定時点の上腕動脈 2 9 a の血管径 D d 、最高血圧値 P s 、および最低血圧値 P d に基づいて、スティフネスパラメータ β を算出する。 40

$$\beta = (\ln P s - \ln P d) / ((D s - D d) / D 0)$$

【0049】

上式スティフネスパラメータ算出式の D 0 は、本来は無印加時の血管径であるべきであるが臨床的には計測ができないため、臨床指標として使われる場合には、血管壁厚を含む血管径（= D d + 2 I M T）が用いられる。この I M T は、たとえば内膜および中膜の複合体の厚みである。

【0050】

一般に、血管径 D を表す軸と血圧 P を表す軸との二次元座標では血圧 P の増加に対して血管径 D の増加が飽和する非線形の関係であるが、その二次元座標において血圧 P を表す 50

軸を血圧の対数値 $\ln P$ を表す軸に置換した片対数グラフにて表すと、線形な関係で表すことができる。この線形な関係において、血管径 D の変化率 ΔD と血圧 P の変化量 ΔP で成り立つ弾性率 E_p の式 ($E_p = \Delta P / 2 (\Delta D / D)$) において、 ΔP の代わりに ($\ln P_s - \ln P_d$) を用いた関係において、弾性率 E_p に替わる指標としたのが、スティフネスパラメータ β である。前記スティフネスパラメータ算出式は、上記の関係から導かれたものである。

【0051】

表示制御部 92 は、血管状態評価部 90 において算出された上腕動脈 29a の径、内皮 L1 の直径である内皮径（内腔径） d_1 、虚血反応性充血後の FMD（血流依存性血管拡張反応）を表す上腕動脈 29a の血管内腔径の拡張率（変化率） R （%）、生体の最高血圧値 P_s および最低血圧値 P_d 、上腕動脈 29a の硬さを表すスティフネスパラメータ β 等を、画像表示装置 20 に表示させる。

10

【0052】

図 11 および図 12 は、電子制御装置 22 の制御作動の要部を説明するフローチャートであり、図 11 は血管状態評価部 90 に対応する FMD 測定ルーチン、図 12 は血管状態評価部 90 に対応する動脈硬さ測定ルーチンを、それぞれ示している。上記動脈判定ルーチン、FMD 測定ルーチン、動脈硬さ測定ルーチンは、上腕動脈用血管内皮機能測定装置 10 の起動操作に連動して実行されてもよいが、個別の起動操作に応答して実行されてもよい。

【0053】

血管状態評価部 90 に対応する図 11 の FMD 測定ルーチンにおいて、S11 では、超音波信号処理部 84 により得られた超音波断面画像中の動脈として特定された画像から、たとえばテンプレートなどを用いて上腕動脈 29a の断面画像が抽出される。

20

【0054】

S12 では、上記 S11 で抽出された上腕動脈 29a の横断面画像から、動脈 29 の径たとえば内皮 L1 の内径である内皮径（内腔径） d_1 が測定される。そして、S13 では、S12 で測定された内皮径（内腔径） d_1 が安静時の内腔径 d_a として記憶される。図 10 の時点 t_0 はこの状態を示している。

【0055】

次いで、S14 では、上腕動脈 29a の開閉の繰り返しに伴う血液の乱流の発生によって効率的にずり応力を内皮 L1 に付与できるずり応力付与圧となるように、上腕圧迫装置 18 による圧迫により上腕 29 が圧迫されて、上腕 29 内の上腕動脈 29a に対して血流に基づくずり応力の付与が開始される。図 10 の時点 t_0 はこの状態を示している。このずり応力の付与は、たとえば数拍乃至数十拍或いは数秒乃至数十秒の所定時間 T_1 で、1 脈波周期内で上腕動脈 29a が潰れたたとえば圧平された（平坦に閉じられた）区間を有する拍動となるように、上腕圧迫装置 18 による圧迫圧が、所定の圧力範囲 P_1 内に制御される。たとえば所定の圧力範囲 P_1 内に設定された一定値に上記所定時間 T_1 内に維持されるように制御されてもよいが、たとえば $5 \sim 6 \text{ mmHg/sec}$ 程度での上昇過程或いは減少過程でその所定の圧力範囲 P_1 を上記所定時間 T_1 で通過させるように制御されてもよい。

30

【0056】

次いで、S15 において、上記ずり応力の付与開始から所定時間 T_1 が経過したか否かが判断される。この S15 の判断が否定されるうちは S14 以下が繰り返し実行さえるが、S15 の判断が肯定されると、S16 において、S11 と同様の動脈血管断面検出制御ルーチンが実行される。上記のように、繰り返し開閉される上腕動脈 29a 内の血流に繰り返し乱流が発生して測定部位の血管 29a の内皮 L1 に繰り返しずり応力が付与される。これにより、上腕動脈 29a の内皮 L1 からの一酸化窒素（NO）の産生が起こり、その一酸化窒素に依存する平滑筋の弛緩によって上腕動脈 29a の内皮径の一時的増加現象が発生する。

40

【0057】

50

この状態において、S 1 6では、S 1 1と同様の動脈血管断面検出制御ルーチンが、所定の周期で繰り返される超音波プローブ14の走査毎に実行される。そして、S 1 7では、S 1 2と同様に、S 1 6で生成された上腕動脈29aの横断面画像から、上腕動脈29aの径たとえば内皮L1の直径である内皮径（内腔径）d1が、上記走査毎に測定され、順次測定された内皮径（内腔径）d1が止血解放後の内腔径d1として逐次記憶される。図10の時点t1以降はこの状態を示している。この止血解放後の内腔径d1の測定は、S 1 8において止血解放後の上腕動脈29aの内腔径dが、図10の時点t3に示すように最大値 d_{MAX} に到達すると判断されるまで、S 1 6以下が繰り返し実行される。

【0058】

しかし、S 1 8において、ずり応力付与後の上腕動脈29aの内腔径dが最大値 d_{MAX} に到達したと判断されると、S 1 9において、S 1 8において判定された最大値 d_{MAX} とS 1 3において求められた安静時の上腕動脈29aの内皮L1の直径である内腔径daとに基づいて、上腕動脈29aの内皮機能を評価するための虚血反応性充血後のFMD（血流依存性血管拡張反応）を表す血管内腔径の拡張率（変化率）R（%） $[=100 \times (d_{MAX} - da) / da]$ が算出され、表示制御部92によって、表示装置20に表示される。

【0059】

血管硬さ測定制御部104に対応する図12の動脈硬さ測定ルーチンにおいて、S 2 0では、上腕圧迫装置18により上腕の最高血圧よりも高い圧力まで上腕29に対する圧迫圧が高められた後、その圧迫圧が所定の速度たとえば3～6 mmHg/secで圧迫圧を減少させる過程で、超音波断面画像内に示される上腕動脈29aの断面が1脈波周期内で開かれた最初の脈波の発生時点の圧迫圧が最高血圧値Psとして決定されるとともに、上腕動脈29aの断面が1脈波周期内で閉じられなくなったときの脈波の発生時点の圧迫圧が最低血圧値Pdとして決定された後、圧迫圧が解放される。次いで、S 2 1では、上記最高血圧値Psが決定された時点の上腕動脈29aの血管径Dsおよび最低血圧値Pdが決定された時点の上腕動脈29aの血管径Ddが、超音波断面画像内に示される上腕動脈29aの断面が測定される。次に、S 2 2において、血圧測定が完了したか否かが判断される。このS 2 2の判断が否定さえるうちは、S 2 0以下が繰り返し実行されるが、肯定される場合は、S 2 3において、最高血圧値Psが決定された時点の上腕動脈29aの血管径Dsおよび最低血圧値Pdが決定された時点の上腕動脈29aの血管径Ddが、最高血圧値Psおよび最低血圧値Pdと共に記憶される。

【0060】

次に、S 2 4では、前述のスティフネスパラメータ算出式）から、前述のS 2 3において記憶された、最高血圧値Psが決定された時点の上腕動脈29aの血管径Dsおよび最低血圧値Pdが決定された時点の上腕動脈29aの血管径Ddと、最高血圧値Psおよび最低血圧値Pdとに基づいて、上腕動脈29aの硬さに対応するスティフネスパラメータβが、算出される。そして、S 2 5では、そのスティフネスパラメータβが、表示装置20に表示される。

【0061】

上述のように、本実施例の上腕動脈用血管内皮機能測定装置10によれば、上腕29に巻回されてそれを締めつけるための環状の圧迫帯40と、圧迫帯40の一部において上腕29に密着可能に設けられた超音波透過可能な超音波透過板材26と、圧迫帯40の張力を調節して超音波透過板材26の上腕29に対する圧迫圧力を変化させることが可能な膨張袋（アクチュエータ）42とを有する上腕圧迫装置18と、基台12上に固設され、超音波透過板材26によってふさがれた開口24を有する密閉容器16と、密閉容器16内に収容され、超音波透過板材26を通して上腕29との間で超音波を授受する超音波プローブ14と、圧迫帯40に巻回された上腕29と前腕35との間の肘31を受ける肘受け台32と前腕35に連なる手33の掌を受ける手掌載置台34とを両端部に有し、肘受け台32を通り基台12に対して垂直な回動軸線C1まわりに回動可能に基台12に設けられた回動ブラケット36とを、備える。このため、回動ブラケット36上の前腕35をそ

10

20

30

40

50

の回転ブラケット 36 と共に超音波透過板材 26 を抱き込む方向に上腕 29 に対して一旦曲げた状態で、上腕 29 をそれに巻回された圧迫帯 40 により位置決めし、次いで、上腕 29 と直線状となるように前腕 35 を伸ばすことで、超音波断面画像の取得およびその画像からの血管内皮径の取得を可能とする最適位置に超音波プローブ 14 を上腕動脈 29a に対して維持することができ、しかも測定毎に上腕動脈 29a 上の同じ部位において超音波プローブ 14 を位置決めできる。また、上記のように位置決めされた上腕 29 では、超音波プローブ 14 と上腕動脈 29a との間に、超音波に対して良質な伝播媒体である上腕二頭筋が介在させられることから、ノイズの少ない正確な超音波断面画像が得られるので、上腕動脈 29a の断面画像およびそれから測定される内腔径の精度が高められる。さらに、上腕圧迫装置 18 の超音波透過板材 26 による上腕 29 内の圧迫部位と超音波プローブ 14 により超音波透過板材 26 を通して得られる上腕 29 内の断面画像の位置とが一致するので、上腕圧迫装置 18 による圧迫圧力に対する上腕 29 内の断面画像の形状が、正確に得られる。

10

【0062】

また、本実施例の上腕動脈用血管内皮機能測定装置 10 によれば、超音波プローブ 14 が収容される容器は液体が充填された密閉容器 16 であり、超音波プローブ 14 はオイル（液体）28 および超音波透過板材 26 を通して上腕動脈 29a との間で超音波を授受することから、超音波の減衰が可及的に抑制されるので、一層明確な超音波断面画像が得られる。

【0063】

また、本実施例の上腕動脈用血管内皮機能測定装置 10 によれば、超音波断面画像中の上腕動脈 29a の状態に基づいて上腕圧迫装置 18 による上腕 29 に対する圧迫圧力を制御する電子制御装置（制御装置）22 を、含むことから、上腕動脈 29a の断面形状に応じた圧迫圧力が得られる利点がある。たとえば、電子制御装置 22 は、上腕動脈 29a の血管断面形状に基づいて上腕動脈 29a を潰れた状態たとえば圧平状態すなわち平坦形状に潰された状態を判定し、1 拍の脈拍周期の一部または全部が潰れた状態内となるように、上腕圧迫装置 18 による上腕 29 に対する圧迫圧力を変化させて、ずり応力を付与することができる。

20

【0064】

また、本実施例の上腕動脈用血管内皮機能測定装置 10 によれば、電子制御装置（制御装置）22 は、超音波プローブ 14 に受信された超音波信号に基づいて超音波断面画像を生成するとともに、前記超音波断面画像から上腕 29 内の上腕動脈 29a の内腔径 d_1 を逐次算出し、上腕圧迫装置 18 に上腕動脈 29a へ一時的な圧迫を加えさせた後に拡張する上腕動脈 29a の内腔径の最大値 d_{MAX} を判定し、上腕圧迫装置 18 による圧迫前の安静時の内腔径「 d_a 」に対する上記内腔径の最大値の拡張率（変化率） $R(\%)$ $[= 100 \times (d_{MAX} - d_a) / d_a]$ が算出されて出力される。これにより、FMD（血流依存性血管拡張反応）測定が、正確な超音波断面画像に基づいて行われるので、精度の高い測定が得られる。

30

【0065】

また、本実施例の上腕動脈用血管内皮機能測定装置 10 によれば、電子制御装置（制御装置）22 は、上腕動脈 29a の血管拡張反応の測定に際して、前記超音波断面画像に基づいて生体の 1 脈波周期の一部において上腕 29 の上腕動脈 29a が潰れた状態とされる脈拍が所定数持続するように、上腕圧迫装置 18 による上腕 29 に対する圧迫圧力を制御することで、上腕動脈 29a に対するずり応力が付与されることから、上腕動脈 29a の内皮に対するずり応力の付与が効率よく行われる。たとえば、上腕動脈 29a に対して 5 分間の阻血した後解放することによってずり応力が付与される従来の FMD（血流依存性血管拡張反応）測定に比較して、短時間でずり応力の付与が行われる。これにより、FMD 測定を短時間で行うことが可能となる。

40

【0066】

また、本実施例の上腕動脈用血管内皮機能測定装置 10 によれば、電子制御装置（制御

50

装置) 22は、前記超音波断面画像に基づく上腕29内の上腕動脈29aの血管形状変化と上腕圧迫装置18による圧迫圧力の変化との割合から上腕動脈29aの血管の硬さを示す指標(スティフネスパラメータ β)が算出され、出力される。これにより、上腕動脈29aの硬さに基づいた診断が可能となる。たとえば、上腕動脈29aにずり応力が与えられた後のその動脈の拡張割合と併せることにより、動脈硬化に対する一層正確な診断が可能となる。

【0067】

以上、本発明の一実施例を図面に基づいて説明したが、本発明はその他の態様においても適用される。

【0068】

たとえば、前述の実施例において、密閉容器16が超音波プローブ14を収容していたが、超音波プローブ14を収容するのは解放型容器であってもよい。この場合は、密閉容器16の開口24に超音波透過板材26が設けられておらず、超音波プローブ14は直接上腕29に接触させられる。

【0069】

また、前述の実施例の密閉容器16内にはオイル28が充填されていたが、水或いは水溶性流体などの流体が充填されていてもよい。

【0070】

また、前述の超音波プローブ14は、互いに平行な2列の第1短軸用超音波アレイ探触子A及び第2短軸用超音波アレイ探触子Bと、それらの長手方向中央部を連結する長軸用超音波アレイ探触子Cとを一平面に有して成るH型のハイブリッド型の超音波プローブであったが、一平面内において長手方向が交差する少なくとも一対の超音波アレイ探触子を有するものであればよい。上記一対の超音波アレイ探触子の交差角は、直角が好ましいが、やや計算が複雑となることが許容される場合には、必ずしも直角でなくてもよい。

【0071】

以上、本発明の好適な実施例を図面に基づいて詳細に説明したが、本発明はこれに限定されるものではなく、その趣旨を逸脱しない範囲内において種々の変更が加えられて実施されるものである。

【符号の説明】

【0072】

10：上腕動脈用血管内皮機能測定装置

12：基台

14：超音波プローブ

16：密閉容器(容器)

18：上腕圧迫装置

20：表示装置

22：電子制御装置(制御装置)

24：開口

26：超音波透過板材

28：オイル(液体)

29：上腕

29a：上腕動脈

30：上腕載置台

31：肘

32：肘受け台

33：手

34：手掌載置台

35：前腕

36：回動ブラケット

38：可撓性ベルト

10

20

30

40

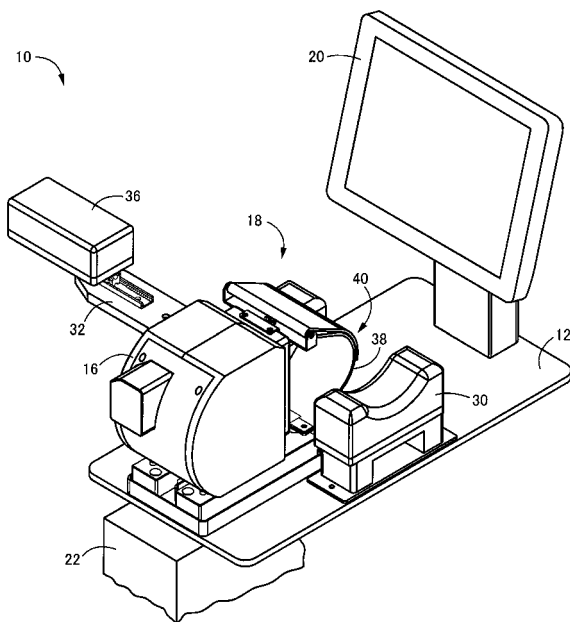
50

- 40：圧迫帯
- 42：膨張袋（アクチュエータ）
- 46：探触面
- 46：ベース部材
- 48：多軸位置決め装置
- 52：位置決めモータ駆動回路
- 58：空気ポンプ
- 60：圧力制御弁
- 64：圧力センサ
- 78：位置決めモータ駆動制御部
- 80：超音波駆動制御部
- 82：検波処理部
- 84：超音波信号処理部
- 88：圧迫圧制御部
- 90：血管状態評価部
- 92：表示制御部
- 100：血管形状算出部
- 102：血管拡張率測定部
- 104：血管硬さ測定制御部
- A：第1短軸用超音波アレイ探触子
- B：第2短軸用超音波アレイ探触子
- C：長軸用超音波アレイ探触子
- C1：回動軸線

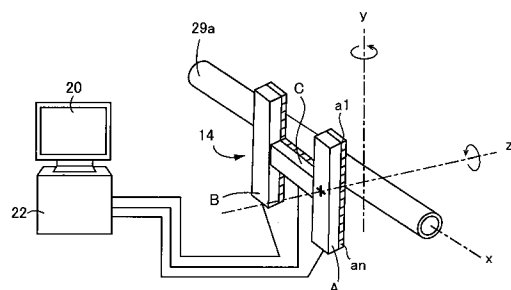
10

20

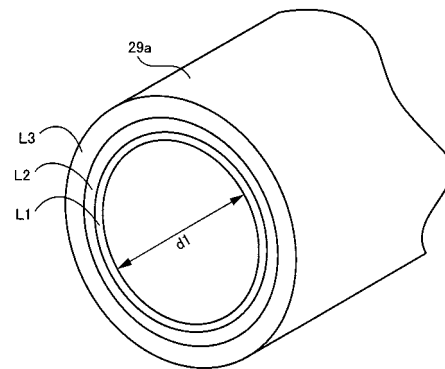
【図1】



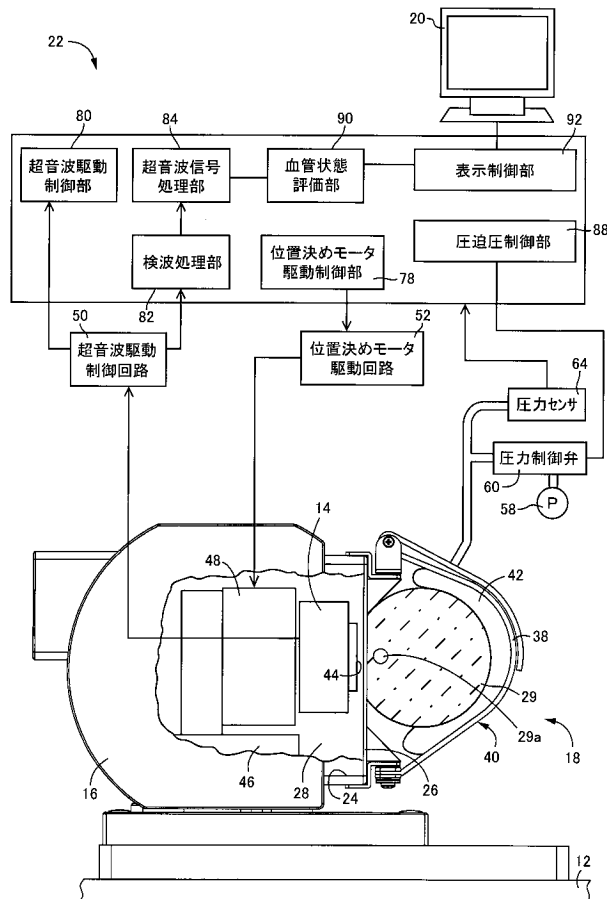
【図2】



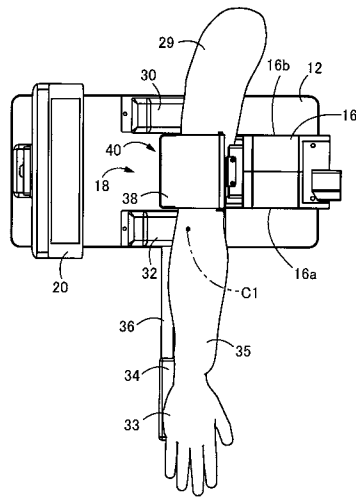
【図3】



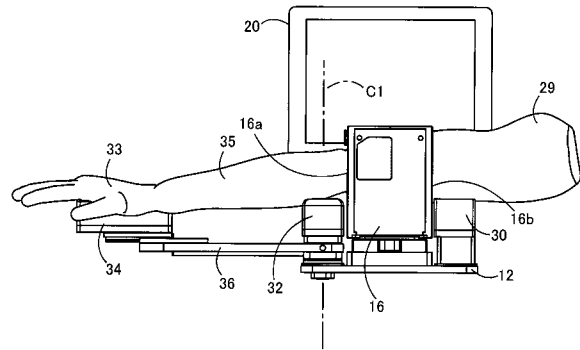
【図 4】



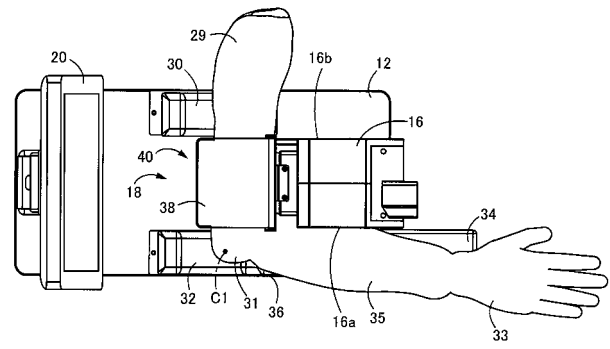
【図 7】



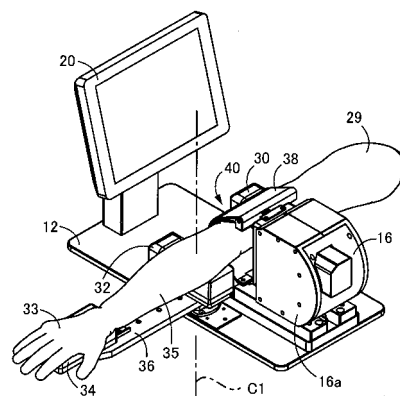
【図 5】



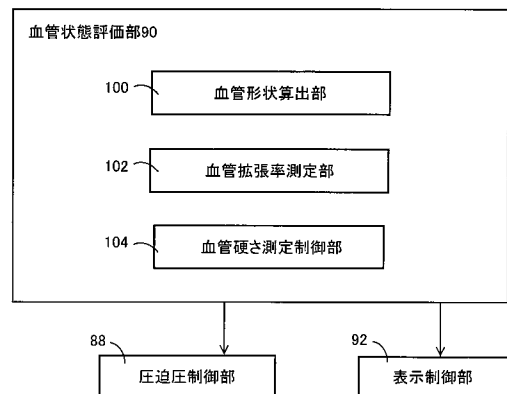
【図 6】



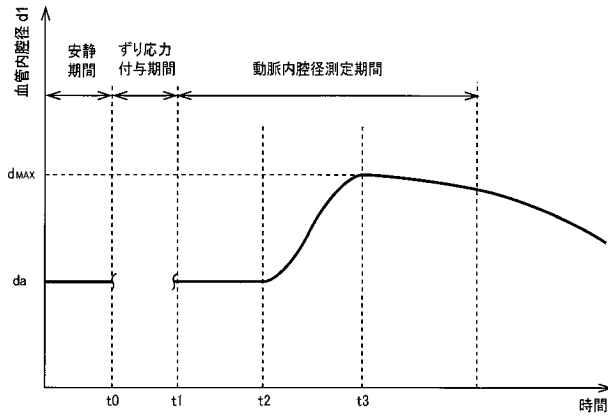
【図 8】



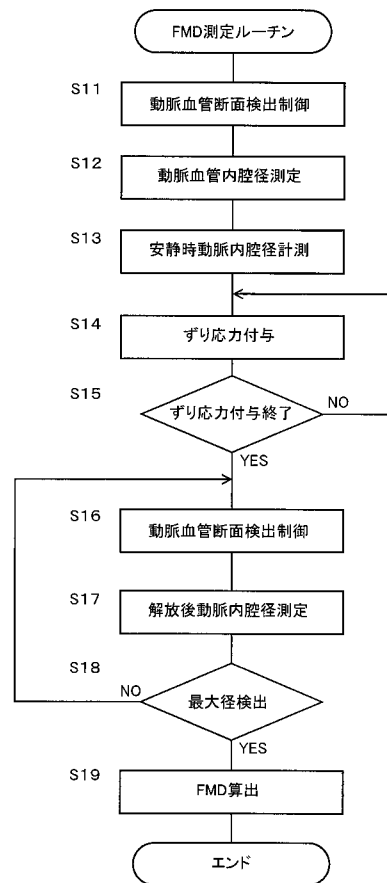
【図 9】



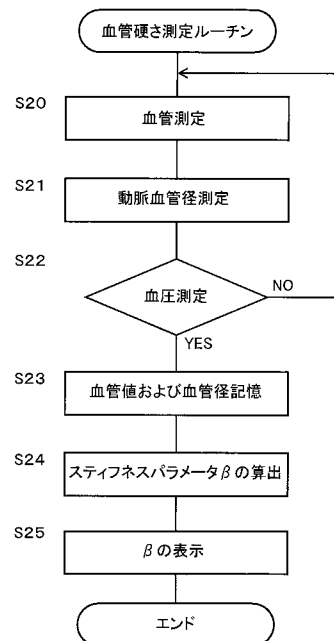
【図 10】



【図 11】



【図 12】



フロントページの続き

(72)発明者 鈴木 英範

愛知県名古屋市中区栄二丁目6番1号 株式会社ユネクス内

Fターム(参考) 4C017 AA07 AB02 AD01 AD12 AD19 AD25 AD26 BC11 DE05

4C601 BB06 DD01 DD14 DD19 DD23 EE04 EE09 EE10 EE20 GB04

GB06 GC02 GC10 JB50 KK31

专利名称(译)	肱动脉血管内皮功能测量装置		
公开(公告)号	JP2017209454A	公开(公告)日	2017-11-30
申请号	JP2016106842	申请日	2016-05-27
[标]申请(专利权)人(译)	日本电装株式会社		
申请(专利权)人(译)	株式会社ユネクス Denso公司		
[标]发明人	東千雅子 塚原弘政 鈴木英範		
发明人	東 千雅子 塚原 弘政 鈴木 英範		
IPC分类号	A61B8/08 A61B5/02		
FI分类号	A61B8/08 A61B5/02.A		
F-TERM分类号	4C017/AA07 4C017/AB02 4C017/AD01 4C017/AD12 4C017/AD19 4C017/AD25 4C017/AD26 4C017/BC11 4C017/DE05 4C601/BB06 4C601/DD01 4C601/DD14 4C601/DD19 4C601/DD23 4C601/EE04 4C601/EE09 4C601/EE10 4C601/EE20 4C601/GB04 4C601/GB06 4C601/GC02 4C601/GC10 4C601/JB50 4C601/KK31		
其他公开文献	JP6671065B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

A中没有相对于与从压缩装置的压缩而产生的皮肤的张力的超声波探头的肱动脉的位置偏移，而且，也能够在超声波探头在同一部位定位在肱动脉每个测量提供用于肱动脉内皮功能测量装置。本实用新型的目的在于提供一种在旋转托架36上的前臂35相对于上臂29向与旋转托架36一起包围超声波传递板部件26的方向弯曲的状态下，如图40所示，能够将超声波探头14相对于肱动脉29a保持在能够获取超声波断层图像并能够从图像获取血管内皮直径的最佳位置另外，超声波探头14可以在每次测量时位于肱动脉29a的相同位置。

